Aus dem Kreiskrankenhaus Böblingen
(Akademisches Lehrkrankenhaus der Universität Tübingen)
Innere Abteilung
Chefarzt: Professor Dr. G. Rettenmaier

DOPPLERSONOGRAPHISCHE FLUSSMESSUNGEN IN CIMINOFISTELN BEI DIALYSE-PATIENTEN

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der Medizinischen Fakultät
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
DETLEF FRIEDEWALD
aus Berlin

1987

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41543904_0129

Aus dem Kreiskrankenhaus Böblingen
(Akademisches Lehrkrankenhaus der Universität Tübingen)
Innere Abteilung
Chefarzt: Professor Dr. G. Rettenmaier

DOPPLERSONOGRAPHISCHE FLUSSMESSUNGEN IN CIMINOFISTELN BEI DIALYSE-PATIENTEN

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der Medizinischen Fakultät
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
DETLEF FRIEDEWALD
aus Berlin

1987

Dekan:	Professor Dr. J. Dichgans
1. Berichterstatter:	Professor Dr. G. Rettenmaier
2. Berichterstatter:	Privatdozent Dr. K.-H. Wiedmann

Druck: Zeeb-Druck, Tübingen 7 (Hagelloch)

Inhaltsverzeichnis:

I.	Einleitung und Fragestellung	S. 1
II.	Bisherige Untersuchungsverfahren	S. 2
III.	Duplexverfahren	S. 3
IV.	in vitro-Versuch	S. 6
	1. Ergebnisse	S. 6
V.	Stromzeitvolumina in Cimino-Fisteln	S.11
	1. Untersuchungstechnik und Flußmessung	S.12
	2. Ergebnisse	S.14
VI.	Einzelfalldarstellungen	S.21
VII.	Diskussion	S.23
	1. Meßtechnische Probleme	S.23
	2. in vitro-Untersuchung	S.27
	3. in vivo-Untersuchung	S.28
VIII.	Zusammenfassung	S.32
IX.	Literatur	S.33
	Lebenslauf	S.37

I. Einleitung und Fragestellung

Nichtinvasive Methoden zur Untersuchung von Cimino-Fisteln bei dialysepflichtigen Patienten sind wegen der Vielzahl von klinischen Problemen, die mit der operativen Anlage eines arteriovenösen Shunts verbunden sein können, erforderlich. Bei diesen Shunts kann es zu Komplikationen wie Shuntinfektion, aneurysmatische Shuntvenenerweiterung mit prä- und postaneurysmatischer Stenosierung, Shuntverschluß durch Wucherungen der Venenintima oder Fibrinablagerungen, Gefäßkompression von Außen durch perivaskuläre Hämatome, Ausbildung von Umgehungskreisläufen und schließlich Herzkreislaufbelastung durch zu große Shuntvolumina kommen. Daher wurde das Problem der Fluß- und Strömungsmessungen in Cimino-Fisteln mit den unterschiedlichsten klinisch-angiologischen Fragestellungen untersucht und veröffentlicht.[5,9,11,14-16,27,28,30-33] Verschiedene Methoden, die sich speziell mit der Volumenflußbestimmung in Cimino-Fisteln beschäftigen, wurden untersucht und ihre klinische Brauchbarkeit diskutiert.[1-3,6-8,12,13,20,25,26,29] Von diesen Methoden scheint das Duplex-Verfahren die notwendigen Voraussetzungen für eine risikofreie und kontinuierliche Untersuchung von Cimino-Fisteln zu erfüllen.

In der vorliegenden Arbeit sollte untersucht werden, inwieweit diese Methode den erforderlichen klinischen Fragestellungen genügen kann. Mit dem Duplex-Verfahren lassen sich Aussagen über die Gefäßmorphologie sowie über Strömungsprofile und Stromzeitvolumina in arteriovenösen Fisteln machen. Die Bestimmung der Shuntvolumina in Cimino-Fisteln kann einerseits notwendig sein, um zu überprüfen, ob ein ausreichender Fistelfluß vorliegt und andererseits, um das Ausmaß der Volumenbelastung feststellen zu können, die insbesondere bei den häufig myokardial vorgeschädigten Patienten zu einer Herzinsuffizienz führen kann. Das zweidimensionale Schnittbild ermöglicht das Aufsuchen des zu untersuchenden Gefäßes, sowie die für die Duplex-Messung notwendige Bestimmung des Winkels zwischen Doppler-Strahl und Gefäßachse. Über eine

Torschaltung (gate) können die Dopplersignale laufzeitabhängig aus einer definierten Distanz zum Dopplertransducer ausgewählt werden. Das daraus resultierende Meßvolumen (sample volumen) läßt sich längs dem Dopplerstrahl verschieben; zusätzlich kann seine räumliche Ausdehnung variiert werden.

II. Bisherige Untersuchungsverfahren

Cimino-Fisteln lassen sich mit folgenden Methoden untersuchen: Sonografie (Ghezzi 1983) und digitale Subtraktionsangiographie ermöglichen Aussagen über die Gefäßmorphologie. Mit der venösen Okklusions-Pleythysmographie (Barnes 1978) kann der segmentale Gliedmaßen- oder Digitalblutfluß proximal und distal der arteriovenösen Fistel festgestellt werden. Letztere Methode ist hilfreich, um bei Patienten mit Durchblutungsstörungen in den Händen vaskuläre Ursachen ihrer Symptome von neurogenen ätiologisch differenzieren zu können. Mit Herzzeitvolumenmessungen, vor und nach Fistelkompression (Bergrem 1978), können nur indirekte Aussagen über hämodynamische Auswirkungen in den Fisteln getroffen werden. Mit der Angiographie und der transvenösen Serien-Xeroradiographie (Karnahl 1982) können Gefäßverlauf und hämodynamische und anatomische Phänomene an den Shunts beurteilt werden. Verfahren für Flußmessungen sind die Farbverdünnungsmethode (Forsberg 1980;Göthlin 1977) und die Densitometrie. Eine intraoperativ angewandte Methode ist das elektromagnetische Verfahren (Anderson 1977). Die invasiven, teilweise sehr aufwendigen oder mit Kontrastmitteln durchgeführten Untersuchungsmethoden sind für Verlaufskontrollen von Cimino-Fisteln weniger geeignet, da sie nicht jederzeit wiederholbar sind.

III. Duplexverfahren

Das Prinzip dieses Verfahrens besteht in der Kombination aus B-Bild-Sonographie und gepulstem Dopplerverfahren. Dabei wird gleichzeitig von einem Linear-Transducer ein realtime-Bild erzeugt und über einen seitlich angeflachten Doppler-Transducer die Blutströmung analysiert. Das Dopplerverfahren beruht auf dem Doppler-Effekt. Dieser ist die Frequenzänderung die entsteht, wenn sich eine Schallquelle und ein Empfänger relativ zueinander bewegen. Die vom Schallkopf ausgesendeten Ultraschallwellen reflektieren an den sich bewegenden Erythrozyten und werden von der Empfängerschaltung frequenzverändert registriert. Dabei kommt es beim reflektierten Ultraschall zu einer Frequenzerniedrigung, wenn sich die Erythrozyten von dem Schallkopf entfernen und zu einer Frequenzerhöhung bei Annäherung. Diese Frequenzveränderung ist proportional zur Flußgeschwindigkeit und wird als Dopplerverschiebung oder Dopplerfrequenz bezeichnet. Dabei gilt die Beziehung

$$\Delta F = v \frac{2F_c \cdot \cos \varphi}{c}$$

ΔF = Dopplerfrequenz (kHz)
v = mittlere Blutströmungsgeschwindigkeit
F_c = Sendefrequenz des Dopplers (kHz)
$\cos \varphi$ = Winkel zwischen Dopplerstrahl und Gefäßachse
c = Schallausbreitungsgeschwindigkeit im Gewebe

Für diese Studie wurde ein ADR-5000-Duplex-Gerät (Abb.1) der Firma Kranzbühler verwendet. Abb. 2 gibt das Ausgabedisplay des Gerätes wieder. Die technischen Daten sind der Tabelle 1 zu entnehmen.

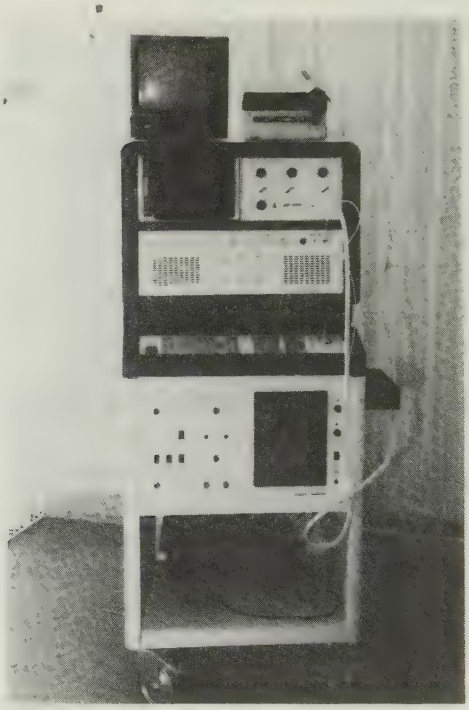

Abb. 1 Duplex-Gerät ADR-5000 Kranzbühler

Lineartransducer	3 MHz
gepulster Doppler	2 MHz
Impulswiederholungsfrequenz (PRF) (PRF = pulse repetion frequency)	2-6 kHz
Winkel des Dopplerstrahl zum Lineartransducer	50°
Fokustiefe	4,0-13,5 cm
Hochpaßfilter, wahlweise	50-400 Hz
Meßzeit	1,25 sec
Länge des sample volume	5-20 mm

Tab. 1 technische Daten des ADR-5000-Duplex

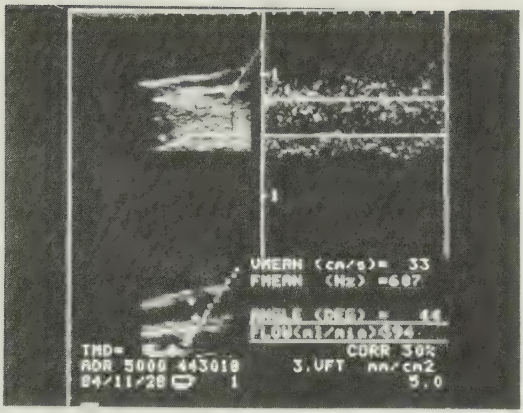

Abb. 2 Originalregistrierung einer Duplex-Untersuchung an einer Cimino-Fistel. Links oben ist das zweidimensionale Bild des Gefäßes und rechts das Signalspektrum zu sehen. Im Spektrum ist eine Nullinie eingeblendet und unterhalb dieser die berechnete intensitätsgewichtete mittlere Frequenz sichtbar. Im zweidimensionalen Bild ist der Dopplervektor als punktierte Linie, an deren Ende das Doppler-Fenster als stärkerer kurzer Strich zu erkennen ist, sichtbar. Dieser ist mit dem linken Meßkreuz , zur Einstellung des Winkels zwischen Dopplerstrahl und Gefäßachse, verbunden. Unten links ist ein Zoom-Ausschnitt, für die bessere Durchmesserbestimmung, mit den 2 plazierten Meßkreuzen eingeblendet.

IV. in vitro Versuch

Um die Meßgenauigkeit des Verfahrens mit dem ADR-5000-Duplex zu überprüfen, wurde mit einer Rollenpumpe ("Blutpumpe 127r. B.Braun; Typ 711406") Vollmilch, als akustisches Ersatzmittel für Blut, in einem PVC-Schlauch durch ein Wasserbad und anschließend in einen Meßzylinder gepumpt (Abb.3). Parallel zur Flußbestimmung mit dem Duplex-Gerät, wurde der tatsächliche Fluß kontinuierlich mit einer Stoppuhr am Meßzylinder gemessen. Der Wasserbehälter wurde innen mit einem Absorber ausgekleidet, um störende Ultraschallreflexionen zu vermeiden. Der verwendete Schlauch hatte einen Innendurchmesser von 7,0mm. Er wurde an dem Behälter fixiert, um die Eigenschwingungen, die von der pulsativ gepumpten Milch herrühren, zu verringern und lag 5cm unter der Wasseroberfläche. Es wurden mit der Rollenpumpe 9 Stromzeitvolumina zwischen 90ml/min und 1230ml/min vorgegeben. Für die Bestimmung eines Meßwertes wurde der Mittelwert aus 5 Einzelmessungen verwendet. Die so erhaltenen Werte wurden anschließend den tatsächlichen Stromzeitvolumina gegenübergestellt. Beim Meßvorgang wurde der Transducer von Hand gehalten, so daß die Versuchsanordnung weitgehend den späteren klinischen Untersuchungsbedingungen entsprach.

1. Ergebnisse

Tabelle 2 gibt die in vitro Meßwerte wieder. Die Korrelation zwischen den vorgegebenen Flußraten und den vom Doppler gemessenen Werten war sehr eng; r=0,994. Der mittlere Variationskoeffizient der 9 ermittelten Stromzeitvolumina betrug 12,8%. Bei Flußraten >700ml/min ($\triangleq$v>30cm/sec) wurde regelmäßig um durchschnittlich 9,7% unterschätzt und bei Flußraten <700ml/min ($\triangleq$v<30cm/sec) um durchschnittlich 11,4% überschätzt (Abb. 5 und 6).

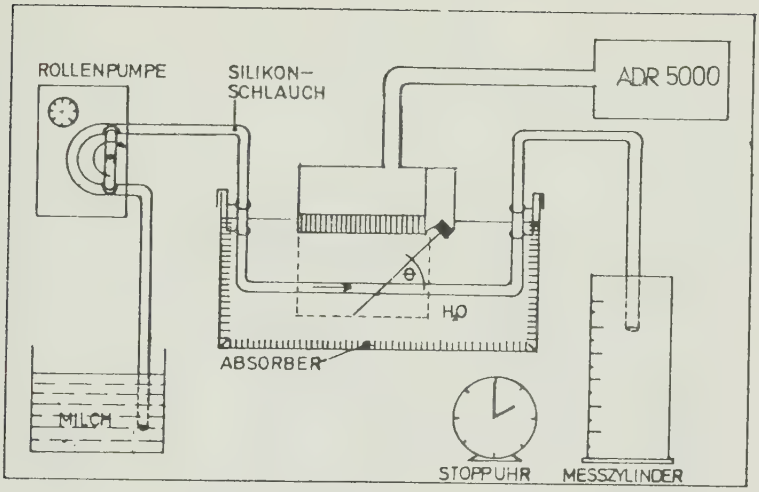

Abb. 3 Versuchsanordnung des Wasserbadversuchs

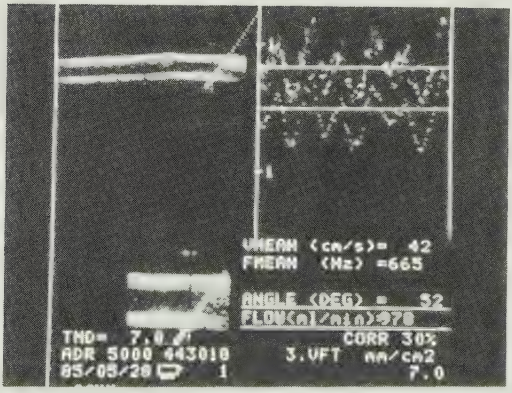

Abb. 4 Originalregistrierung einer Duplex-Messung während des Wasserbadversuchs

Tab.2 : in vitro Meßwerte

Q_P	V	Q_D
90	5 ± 1,5	111 ± 37
210	9 ± 2,2	238 ± 43
370	17 ± 1,3	410 ± 36
520	23 ± 1,3	556 ± 29
690	30 ± 1,9	710 ± 46
870	33 ± 4,7	780 ± 108
1000	39 ± 4,9	913 ± 117
1160	44 ± 2,8	1002 ± 79
1230	49 ± 4,0	1153 ± 100

Q_P: von der Pumpe gefördertes Flußvolumen (in ml/min)

V : mittlere Flußgeschwindigkeit (in cm/sec)

Q_D: mittleres Doppler-Flußvolumen (in ml/min)

Die Mittelwerte wurden aus 5 Einzelmessungen gebildet.

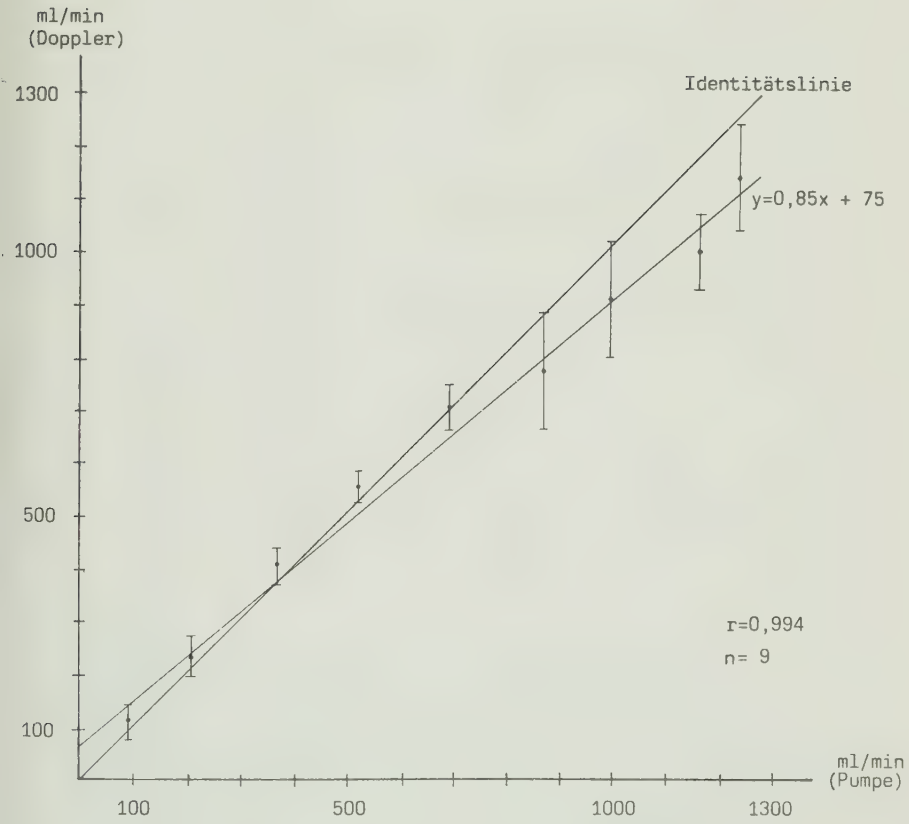

Abb. 5 vom Doppler ermittelte Flußvolumina in Abhängigkeit vom vorgegebenen Pumpenfluß (HPF = 50Hz)

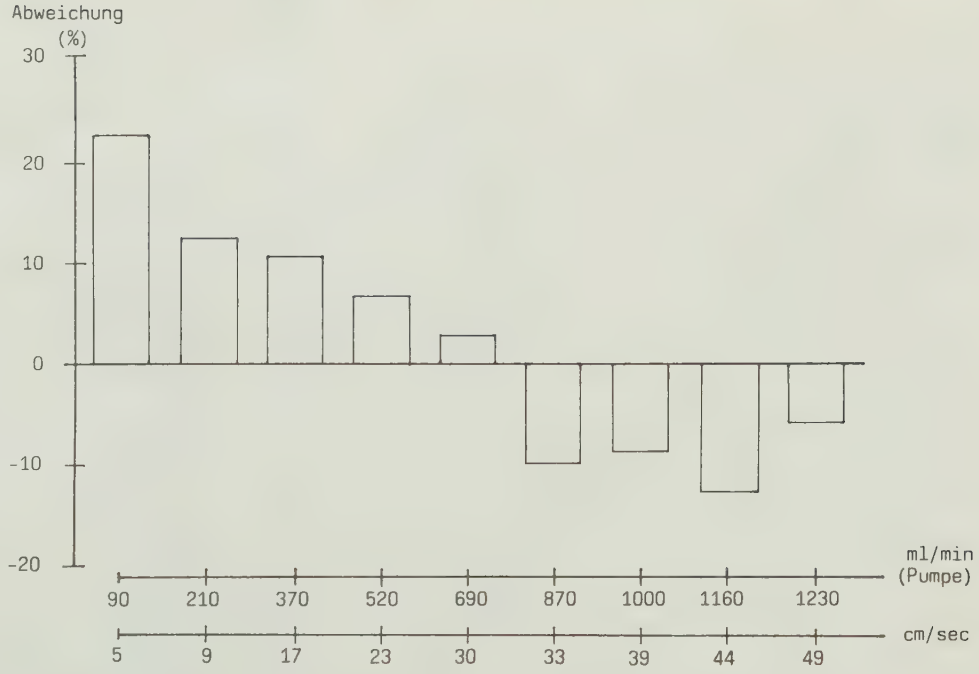

Abb. 6 Doppler-Flußabweichung (in%) vom vorgegebenen Pumpenfluß (n=9) bei Flußgeschwindigkeit V (cm/sec) und einem Hochpaßfilter mit einer Nenn-Frequenz von 50 Hz

V. Stromzeitvolumina in Cimino-Fisteln

Bei 35 dialysepflichtigen Patienten (m:w= 17:18), mit einem Durchschnittsalter von 56,7 Jahren, wurde der Blutfluß im venösen Schenkel der Cimino-Fisteln untersucht. Die Fisteln bestanden zwischen 1 und 174 Monaten (Durchschnitt: 35,9 Monate). Bei 24 Patienten war die Cimino-Fistel am linken Unterarm angelegt. Tabelle 3 gibt Auskunft über die nephrologischen Grunderkrankungen der Patienten.

Tab. 3 Grunderkrankungen der 35 untersuchten Patienten

Grunderkrankungen	n
Glomerulonephritis	10
Pyelonephritis	6
diabetische Nephropathie	6
Nephrosklerose	5
Verschiedene	8

In 28 der 35 Fälle handelte es sich bei den untersuchten Fisteln um Seit-zu-End-Anastomosen zwischen der Arteria radialis und einer Unterarmvene. Bei dieser Shuntform strömt neben dem Radialisblut noch zusätzlich das Blut aus dem Ulnarisgebiet über die Hohlhandbögen in die Shuntvene. Trotzdem wird ihr, gegenüber der volumenmäßig weniger belastenden End-zu-End-Anastomose, zunehmend der Vorzug gegeben, da bei irreversiblen Shuntverschlüssen die Funktionsfähigkeit der Arterie erhalten bleibt (Krönung 1984; Jost 1984). Bei erneuten Shuntoperationen hat dies für die periphere Durchblutung die geringsten Risiken.
Alle Patienten wurden wegen terminal chronischer Niereninsuffizienz 3x4 bis 3x5 Stunden pro Woche dialysiert. Der Dialyseblutfluß betrug dabei jeweils zwischen 200ml/min und 320ml/min . Alle Patienten hatten einen Sinusrhythmus mit Herzfrequenzen > 48/min . 15 Patienten hatten eine

Hypertonie (nach WHO RR>160/95mmHG). Bei 8 Patienten lagen klinische Zeichen der Herzinsuffizienz vor.

1. Untersuchungstechnik und Flußmessung

Auf Abbildung 7 ist der Untersuchungsgang am Patienten zu sehen: Auf dem zu untersuchenden Armbereich wird ein 5cm dickes Restonkissen gelegt, um die erforderliche Mindesttiefe von 4cm erreichen zu können. Die Oberfläche des Kissens wird mit einem Kopplungsmittel bestrichen, um eine gute Schallfortleitung zu erreichen. Anschließend wird der Schallkopf parallel zum untersuchenden Gefäßabschnitt aufgesetzt, das Gefäß im longitudinalen Schnitt dargestellt und das Meßvolumen plaziert. Die Plazierung des Meßvolumens erfolgt unter optischer Kontrolle des zweidimensionalen Schnittbildes und optischer wie akustischer Kontrolle des Dopplersignals. Nach der artefaktfreien Darstellung des Dopplerspektrums wird es auf dem Bildschirm eingefroren. Danach

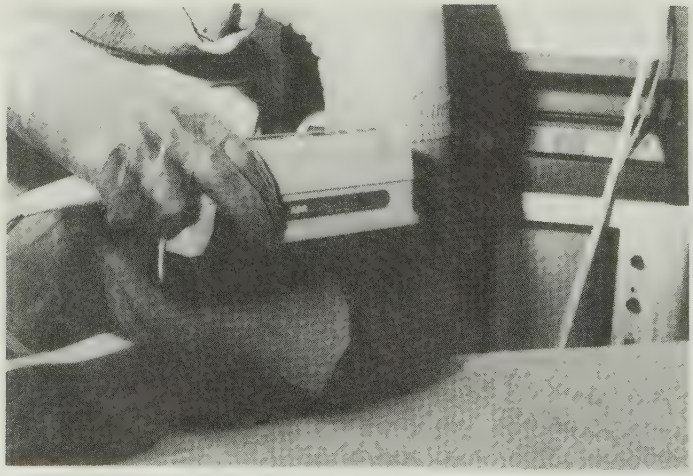

Abb. 7 Untersuchungsgang am Patienten

erfolgt die Einstellung des Winkels zwischen dem Doppler-Vektor und der Gefäßachse. Zur Auswertung der Strömungssignale durch den Rechner wird aus dem Gesamtspektrum der Ausschnitt bestimmt, welcher eine Herzaktion umfaßt, oder aber ein Mehrfaches davon. Abschließend erfolgt die Bestimmung des Gefäßinnendurchmessers über zwei auf dem Bildschirm zu plazierende Meßkreuze. Der Rechner ermittelt nun aus den eingegebenen Daten die zeitgemittelte intensitätsgewichtete Strömungsgeschwindigkeit des Blutes, sowie das Stromzeitvolumen. Für die Berechnung nimmt der Rechner einen kreisrunden Querschnitt nach der Formel

$$Q = v \cdot r^2 \cdot \pi \cdot 60 \quad \text{an,}$$

wobei

$$v = \frac{c \cdot \Delta F}{2 F_c \cdot \cos \gamma}$$

Dabei steht für

Q = Stromzeitvolumen (ml/min)

v = mittlere Blutströmungsgeschwindigkeit (cm/sec)

r = Gefäßradius (mm)

c = Schallausbreitungsgeschwindigkeit im Gewebe (cm/sec)

ΔF = Dopplerfrequenz (kHz)

F_c = Sendefrequenz des Dopplers (kHz)

und für

$\cos \gamma$ = Winkel zwischen Dopplerstrahl und Gefäßachse

Der Fistelfluß wurde aus 10 Einzelmessungen gemittelt. 19 Patienten wurden von jeweils zwei Untersuchern gemessen, um die interindividuelle Reproduzierbarkeit des Verfahrens zu überprüfen.

Zur Überprüfung, ob die Annahme eines kreisrunden Querschnitts zutrifft, wurde bei 22 Patienten eine zusätzliche Querschnittsmessung durchgeführt. Dafür wurde mit einem zweiten Gerät mit hoher physikalischer Auflösung (Sonoline 5MHz), ungefähr im Bereich der Duplex-Messung, der Querschnitt aus zwei aufeinander senkrecht stehenden Durchmessern bestimmt (Abb.8). Anschließend wurden die mit dem

Duplex-Gerät erhaltenen Werte korrigiert.

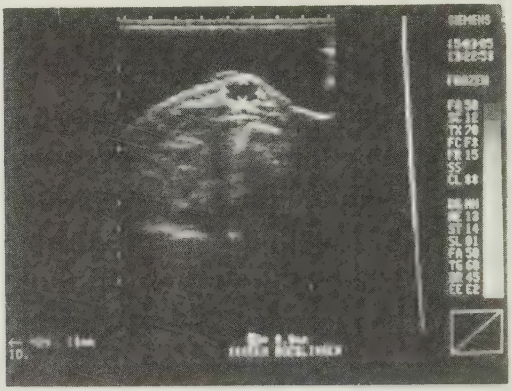

Abb. 8 Originalregistrierung einer zusätzlichen Querschnittsuntersuchung mit Sonoline 5MHz

2. Ergebnisse

Der mittlere Durchmesser der 35 untersuchten venösen Schenkel von Cimino-Fisteln betrug 7,4 ± 4,0mm (von 4,0 bis 20,2mm). Die mittlere Blutflußgeschwindigkeit betrug 28,8 ± 13,2cm/sec (von 7,0 bis 57,6 cm/sec) und der mittlere Blutfluß 963,8 ± 1685ml/min (von 163 bis 9420ml/min). Zwischen dem Fisteldurchmesser und der Flußgeschwindigkeit fand sich keine Korrelation. Demgegenüber bestand zwischen dem Durchmesser der Fisteln und dem Blutfluß eine positive Korrelation mit r=0,835 (Abb.9). Bei einem Durchmesser >11mm fand sich in allen 5 Fällen ein Blutfluß >1000ml/min . Es konnte keine Beziehung zwischen dem Alter der Fisteln und der Flußgeschwindigkeit, dem Fistelfluß und dem Durchmesser der Fisteln beobachtet werden.

Die interindividuelle Reproduzierbarkeit an 19 Patienten,

die von zwei Untersuchern gemessen wurden, zeigt Abbildung 10. Die mittlere Abweichung lag bei ± 8,3%; nur in 4 Fällen über 10%, davon einmal bei 30%. Bei Meßwerten zwischen 171 und 1910 ml/min fand sich eine mittlere Streuung der Meßwerte von 38,4 ± 40,9 ml/min als Maß für die Interobserver-Varianz.

Die 22 Patienten, bei denen eine Korrektur nach zusätzlicher Querschnittsbestimmung durchgeführt wurde, hatten einen durchschnittlichen Blutfluß von 614ml/min (von 163 bis 1910ml/min) vor, und 867ml/min (von 150 bis 2350ml/min) nach der Korrektur. Dies entspricht einer durchschnittlichen Volumenflußzunahme von 41,2% (Abb.11 und Tab.5). Es fanden sich in 21 von 22 Fällen mehr oder weniger querovale Gefäßquerschnitte.

Tab.4: in vivo Meßwerte

	1. Untersucher		
Pat.-Nr.	D	V	Q
1	4,8 ± 0,3	15,1 ± 2,1	163 ± 29
2	6,3 ± 0,2	31,7 ± 3,9	595 ± 82
3	5,1 ± 0,2	37,1 ± 3,8	465 ± 51
4	5,1 ± 0,2	53,1 ± 5,0	640 ± 77
5	6,8 ± 0,2	44,7 ± 8,2	976 ± 198
6	5,0 ± 0,3	26,9 ± 3,4	325 ± 54
7	7,7 ±	7,0 ±	200 ±
8	6,0 ± 0,3	11,4 ± 2,8	194 ± 29
9	5,0 ± 0,5	30,8 ± 1,9	378 ± 60
10	12,1 ± 0,5	43,7 ± 8,1	3030 ± 700
11	7,0 ± 0,6	34,2 ± 3,5	803 ± 152
12	6,1 + 0,3	32,4 + 4,6	577 + 78
13	6,4 ± 0,9	17,1 ± 2,3	349 ± 70
14	11,1 ± 0,7	23,4 ± 3,5	1380 ± 300
15	20,2 + 2,2	49,3 + 11,0	9420 +1800
16	19,1 ± 1,5	22,2 ± 2,7	4240 ± 770

D : mittlerer Gefäßdurchmesser (in mm)

Q : mittleres Flußvolumen (in ml/min)

V : mittlere Flußgeschwindigkeit (in cm/sec)

Alle Mittelwerte wurden aus 10 Einzelmessungen gebildet

Tab.4: (Fortsetzung von S.15) in vivo Meßwerte

	1. Untersucher			2. Untersucher		
Pat.-Nr.	D	V	Q	Q	V	D
17	8,5 ± 0,7	15,2 ± 1,8	538 ± 93	423 ± 91	12,9 ± 2,5	8,3 ± 0,6
18	7,8 ± 0,5	17,0 ± 2,9	497 ± 114	491 ± 110	14,8 ± 2,1	8,2 ± 0,5
19	4,9 ± 0,6	27,2 ± 3,7	306 ± 73	285 ± 54	35,2 ± 5,6	4,1 ± 0,5
20	5,6 ± 0,5	38,6 ± 4,2	576 ± 120	585 ± 72	40,8 ± 5,1	5,5 ± 0,3
21	10,6 ± 0,5	18,0 ± 2,9	989 ± 119	941 ± 161	18,4 ± 2,8	10,3 ± 0,5
22	4,0 ± 0,3	41,1 ± 5,6	326 ± 40	336 ± 53	44,5 ± 2,5	4,1 ± 0,3
23	5,3 ± 0,6	12,4 ± 2,5	171 ± 45	223 ± 31	14,7 ± 0,7	5,6 ± 0,4
24	6,8 ± 0,7	25,0 ± 5,3	548 ± 89	553 ± 118	24,2 ± 2,8	6,8 ± 0,4
25	6,3 ± 0,8	18,4 ± 5,7	342 ± 88	364 ± 112	19,8 ± 4,6	6,2 ± 0,4
26	6,1 ± 0,1	15,2 ± 1,4	275 ± 32	256 ± 21	15,5 ± 1,1	5,8 ± 0,2
27	5,8 ± 0,4	33,4 ± 4,8	532 ± 82	482 ± 80	33,1 ± 7,1	5,5 ± 0,4
28	5,4 ± 0,4	32,4 ± 9,9	440 ± 124	479 ± 116	31,9 ± 4,8	5,2 ± 0,1
29	7,1 ± 0,5	8,2 ± 1,0	208 ± 35	222 ± 20	9,6 ± 1,5	6,9 ± 0,3
30	5,0 ± 0,4	29,8 ± 4,5	349 ± 44	339 ± 75	25,0 ± 2,6	5,3 ± 0,4
31	16,8 ± 1,5	13,8 ± 1,5	1910 ± 392	1760 ± 235	27,1 ± 3,9	11,7 ± 0,7
32	4,5 ± 0,2	57,6 ± 4,7	558 ± 87	561 ± 94	62,2 ± 10,8	4,4 ± 0,4
33	5,6 ± 0,3	37,4 ± 4,1	558 ± 103	577 ± 106	33,5 ± 3,8	6,0 ± 0,4
34	5,2 ± 0,3	34,3 ± 3,1	451 ± 75	358 ± 63	35,2 ± 4,6	4,6 ± 0,5
35	4,5 ± 0,5	44,6 ± 9,4	425 ± 119	361 ± 94	32,5 ± 7,9	4,8 ± 0,2

D : mittlerer Gefäßdurchmesser (in mm)

Q : mittleres Flußvolumen (in ml/min)

V : mittlere Flußgeschwindigkeit (in cm/sec)

Alle Mittelwerte wurden aus 10 Einzelmessungen gebildet

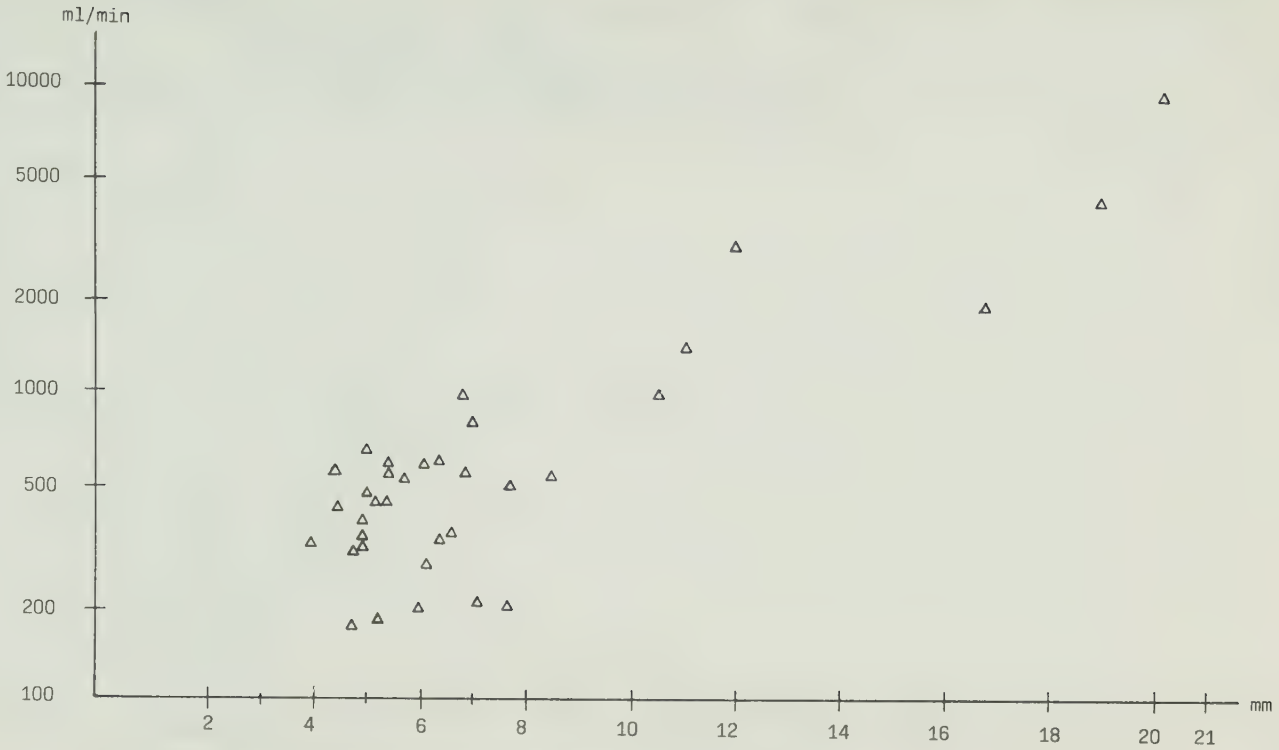

Abb. 9 Beziehung zwischen Blutflußvolumen (ml/min) und Fisteldurchmesser (mm).
n = 35 ; r = 0,835

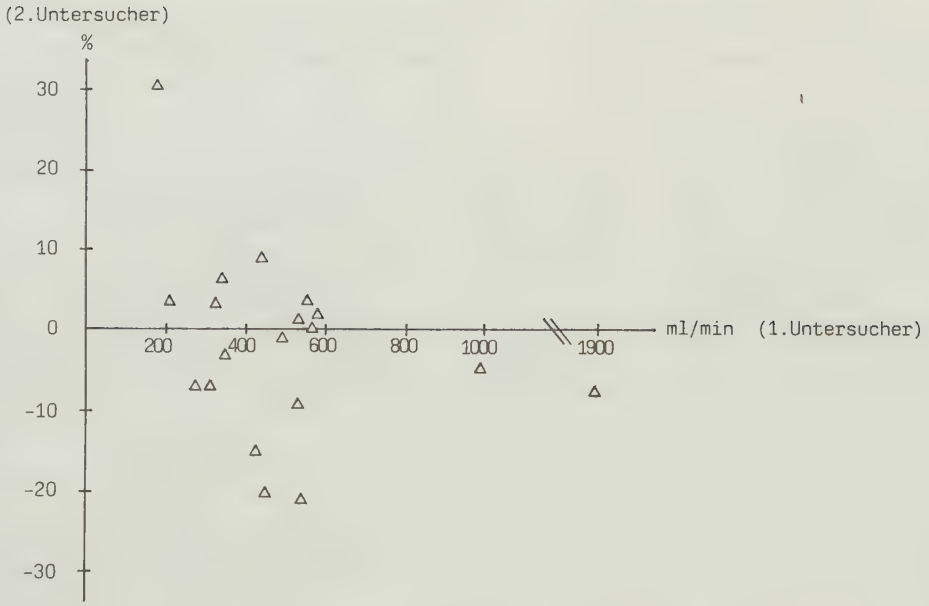

Abb. 10 interindividuelle Reproduzierbarkeit: Abweichungen der vom 2. Untersucher gemessenen Stromzeitvolumina (in%) gegenüber dem 1. Untersucher. n = 19
mittlere Abweichung: ± 8,3%

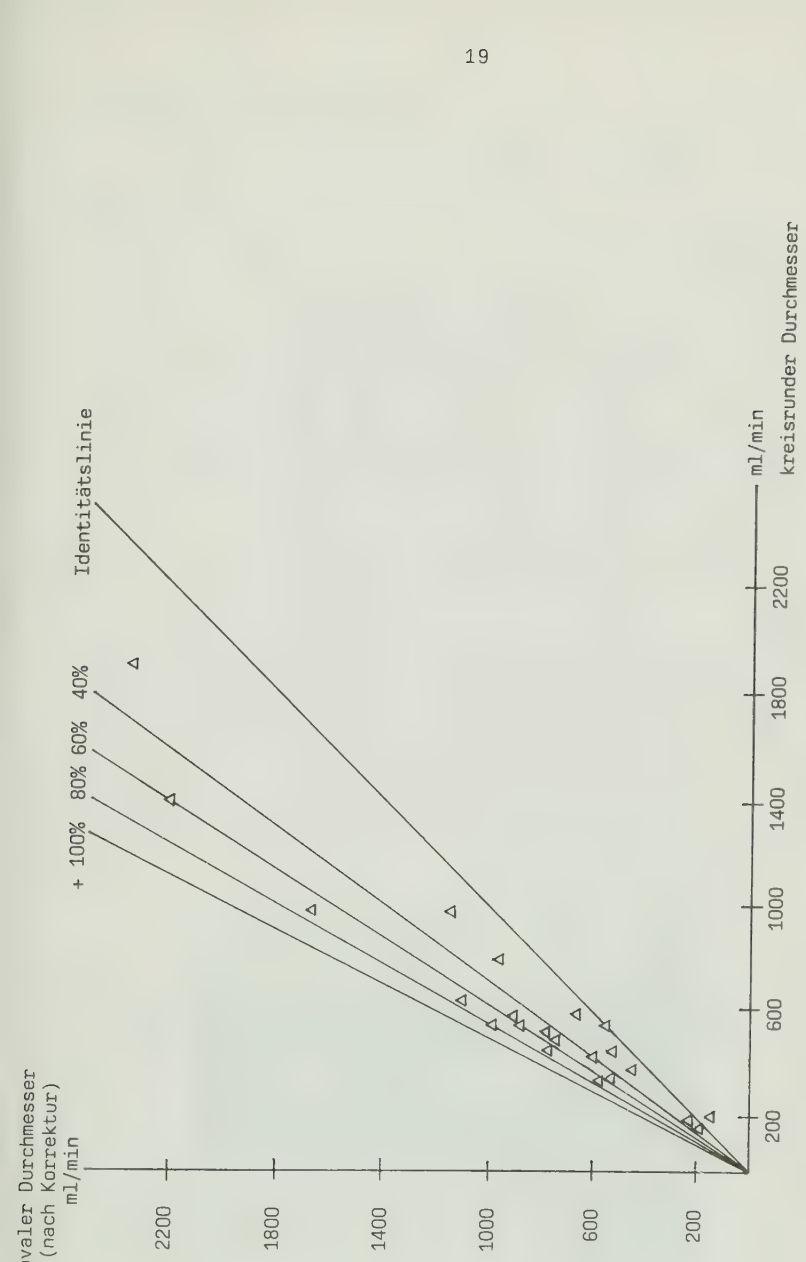

Abb. 11 Veränderung des Stromzeitvolumens nach Berücksichtigung des querovalen Durchmessers bei 22 Patienten

Tab.5: Korrekturwerte nach zusätzlicher Querschnittsmessung

n=22 Pat.-Nr.	r	a	V	Q	Q_K
1	2,5	3,0	15,1	163	196
2	3,2	3,5	31,7	595	661
4	2,6	4,4	53,1	640	1101
5	3,4	4,0	44,7	976	1142
8	3,0	2,5	11,4	194	150
9	2,5	3,0	30,8	378	454
11	3,5	4,3	34,2	803	964
12	3,1	4,8	32,4	577	906
13	3,2	4,9	17,1	349	534
14	5,6	9,0	23,4	1380	2236
17	4,3	7,7	15,2	538	968
18	3,9	6,0	17,0	497	765
21	5,3	8,9	18,0	989	1662
27	2,9	4,2	33,4	532	771
28	2,7	4,7	32,4	440	766
29	3,6	4,7	8,2	208	275
30	2,5	4,1	29,8	349	572
31	8,4	10,4	13,8	1910	2350
32	2,2	2,3	57,6	558	569
33	2,8	4,5	37,4	558	893
34	2,6	3,0	34,3	451	519
35	2,3	3,2	44,6	425	604

r : mittlerer Gefäßradius (in mm)

a : querovaler Gefäßradius (in mm) Einzelmeßwert)

V : mittlere Flußgeschwindigkeit (in cm/sec)

Q : unkorrigiertes mittleres Flußvolumen (in ml/min)

Q_K : korrigiertes Flußvolumen (in ml/min)

Die Mittelwerte wurden aus 10 Einzelmessungen gebildet

VI. Einzelfalldarstellungen

Fall 1: E.L.; 48 Jahre, weiblich

Bei der Patientin mit chronischer Niereninsuffizienz (Zustand nach chron. Glomerulonephritis) wurde im August 1976 eine Cimino-Fistel am linken Unterarm als End-zu-End-Anastomose zwischen A.radialis und V.cephalica angelegt. Seit diesem Zeitpunkt 3x5 Stunden wöchentliche Dialyse. Seit Juli 1984 kam es zu einer varikösen Ausdehnung der Oberarmvene. Im August 1984 erfolgte dann eine Revision und Neuanlage einer Fistel am linken Oberarm. Seit Dezember 1984 bestanden deutliche Zeichen der Herzinsuffizienz, als deren Ursache die zunehmende Volumenbelastung angenommen wurde. Im März 1986 erfolgte dann die Extirpation der inzwischen aneurysmatisch erweiterten V.cephalica links und wiederholte Fistelneuanlage am linken Oberarm. Der April 1985 erstmals gemessene Volumenfluß in der V.cephalica betrug 9420 ± 1800 ml/min. Der Fisteldurchmesser betrug an der gemessenen Stelle 20 x 27mm. Nach einer erneuten Revision und Fistelneuanlage Beschwerdefreiheit und röntgenologisch bestätigte Rückbildung der Herzvergrößerung.

Abb. 12 stark erweiterter und geschlängelter Verlauf einer Fistelvene

Fall 2: D.H.; 29Jahre, männlich

Der Patient wird seit Mai 1983 wegen Niereninsuffizienz nach Refluxnephropathie 3x4 Stunden wöchentlich dialysiert. In der Februar 1983 am linken Unterarm angelegten Cimino-Fistel kam es ab März 1985 zu fortschreitenden Stenosierungen, welche im Juni 1985 die Anlage einer Goretexprothese erforderlich machten. Wegen des Verdachts des Prothesenverschlusses wurde im Juli 1985 eine Duplex-Untersuchung durchgeführt, die keinen Flow in der Prothese nachweisen konnte. Ebenso ergab auch die anschließende Angiographie keinen freien, sondern lediglich paravasalen Abfluß des Kontrastmittels.

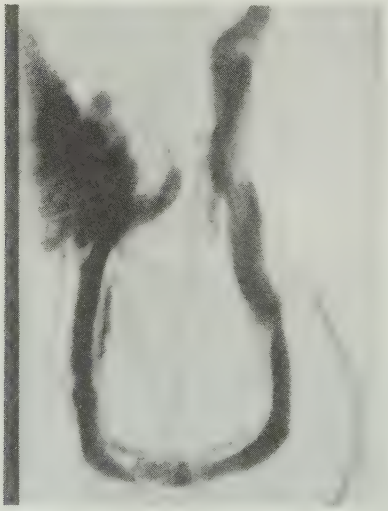

Abb. 13 Digitales Substraktions-Angiogramm der thrombosierten Goretex-Prothese mit Kontrastmittel-Paravasat

VII. Diskussion

1. Meßtechnische Probleme

Die in vitro- und in vivo-Messungen mit dem Duplex-Gerät haben eine Reihe von Problemen gezeigt:
Für die Berechnung der Geschwindigkeit muß der Winkel zwischen dem Doppler-Schallstrahl und der Gefäßachse bekannt sein. Diese Winkeleinstellung erfolgt auf dem B-Bild mit Hilfe eines vom Untersucher zu plazierenden Meßkreuzes, dessen Mittelpunkt mit dem Zentrum des Doppler-Fensters durch eine Linie verbunden ist (Abb.2). Diese Linie wird parallel zur Gefäßachse gelegt und muß ausreichend lang sein, damit die Winkelbestimmung auch den wirklichen Gegebenheiten entspricht. Fehler können daher leicht entstehen, wenn die Meßlinie zu kurz angelegt wird, wie es sich bei Fisteln mit stark gewundenen Verläufen oft nicht vermeiden läßt. Wie auf Abb.14 veranschaulicht, sollte der Dopplerwinkel möglichst kleiner als 60° betragen, da sonst eine Über-bzw. Unterschätzung des Winkels bei der anschließenden Geschwindigkeitsberechnung unvertretbar hohe Abweichungen zur Folge hätte.

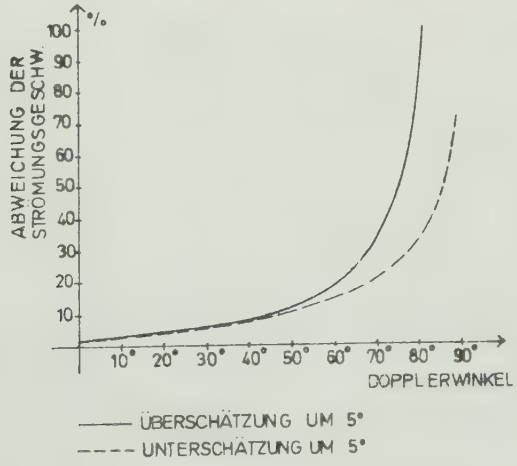

Abb. 14 Einfluß des Winkelfehlers auf den Meßwert der Strömungsgeschwindigkeit

Bei der Durchmesserbestimmung auf dem B-Bild des Duplex-Gerätes ist mit einem Meßfehler von ± 0,5-1mm zu rechnen. Dieser resultiert zum einen aus dem Fehler des Untersuchers bei der Plazierung der Meßkreuze und zum anderen aus den Kaliberschwankungen bei Systole und Diastole. Abb.15 veranschaulicht den resultierenden Meßfehler, wenn der Gefäßdurchmesser um 0,5 bzw. 1mm über-bzw. unterschätzt wird. Die Meßfehler wirken sich bei kleineren Fisteldurchmessern am stärksten aus. Mit zunehmender Anzahl von Einzelmessungen

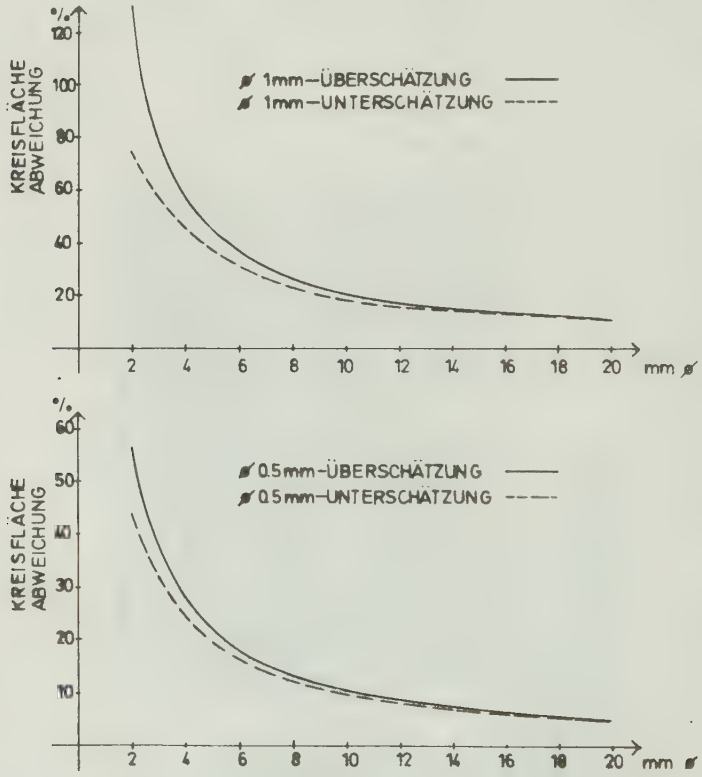

Abb. 15 Abweichung der errechneten Kreisfläche bei Über-bzw. Unterschätzung des Fisteldurchmessers

(mindestens 5, besser 10) und Mittelwertbildungen läßt sich dieser Fehler verkleinern. Für die Durchmesserbestimmung ist daher ein hohes Auflösungsvermögen im B-Bild und eine gute Bildqualität vorauszusetzen, wie sie durch höherfrequente Ultraschalltransducer erreicht werden kann.

Die apparative Berechnung des Fistelvolumens beruht auf der Kreisflächenformel. In der Regel liegt aber eine querovale und damit größere Schnittfläche vor. Deshalb sollte für die Berechnungen des Stromzeitvolumens der Shuntdurchmesser in zwei Ebenen bestimmt werden, denn die longitudinale Gefäßdarstellung auf dem B-Bild erlaubt die Durchmesserbestimmung nur entlang einer Achse.

Wie von Eik-Nes et al (1981), Graf et al (1985), und Kurz et al (1985) bereits untersucht und diskutiert wurde, wirkt sich auch eine falsche Einstellung des Hochpaßfilters fehlerhaft auf die Berechnung der Flußgeschwindigkeit aus. Kurz et al haben für mehrere Duplex-Geräte ähnliche Eichkurven berechnet, wie sie auf Abb.5 zu sehen ist, um den Einfluß verschiedener Hochpaßfilter auf die Meßgenauigkeit zu überprüfen. Bei der Verwendung eines 150Hz- und 450Hz-Filters, bei einem ADR-Kranzbühler 8130 Duplex, verhielten sich bei Kurz die gemessenen Flußraten linear und wichen dabei mit zunehmendem Stromzeitvolumen von der Identitätslinie nach oben ab. Bei dem hier verwendeten Duplex-Gerät wurde mit einem Hochpaßfilter von 50Hz gearbeitet und bei Flußraten <700ml/min zu hohe und >700ml/min zu niedrige Werte berechnet (Abb.6). Bei zu hoher Einstellung des Hochpaßfilters werden bei langsamen Flußgeschwindigkeiten niedere Frequenzen abgeschnitten, was eine Erhöhung der mittleren Frequenz und der daraus errechneten Flußgeschwindigkeit zur Folge hat (Graf 1985). Daher muß bei langsamen Flußgeschwindigkeiten ein möglichst niederfrequenter Hochpaßfilter mit 50Hz, allenfalls 100Hz gewählt werden. Bei hohen Geschwindigkeiten können die Meßergebnisse durch die Wahl eines hohen Hochpaßfilters verbessert werden, weil niederfrequente Artefakte und electronic noise dann nicht in die Berechnung der mittleren Dopplerfrequenz eingehen. Von Bedeutung ist, daß bei

Duplex-Geräten gleichen Fabrikats die erhaltenen Meßwerte unter vergleichbaren Bedingungen variieren können, weshalb sich die Eichung des Gerätes vor der klinischen Anwendung empfiehlt (Kurz 1985).

Der oft stark geschlängelte Gefäßverlauf von Fisteln (Abb.12) erschwert die Bestimmung des Doppler-Winkels zusätzlich. Es ist erforderlich, einen möglichst langen und geraden Fistelabschnitt auszuwählen. Als Ausweg wäre bei schwieriger Anatomie die Flußmessung in der A.radialis vor der Anastomose denkbar, nachdem mit der Doppler-Technik oder durch Angiographie die Strömungsverhältnisse des Hohlhandbogens geklärt und eine Sogwirkung der Fistel ausgeschlossen ist. Läge zusätzlich eine Sogwirkung vor, so würde der Fistelfluß systematisch unterschätzt werden.

Praktisch wichtig ist es darauf zu achten, daß mit dem Restonkissen als Vorlaufstrecke und dem Transducerandruck die Fistel nicht komprimiert wird. Dies läßt sich durch Beobachtung des Gefäßdurchmessers während der Untersuchung kontrollieren.

Bei dem Vorhandensein mehrerer Fisteln der Shuntvene läßt sich das Shuntvolumen meist nicht in allen Gefäßen ermitteln. Die Bestimmung des arteriellen Zuflusses, wie der A.brachialis, A.radialis und A.ulnaris, ist in diesen Fällen als Kontrolle notwendig.

Bei absoluter Arrhythmie oder auch extremer Bradykardie kann die Meßzeit der Dopplermessung mit dem verwendeten Gerät zu kurz sein, um einen repräsentativen Zeitraum oder einen vollständigen Herzzyklus zu erfassen. Bei absoluter Arrhythmie und shuntbedingtem niedrigen peripheren Widerstand sind durch Vielfachmessungen größere Meßfehler wenig wahrscheinlich. Bei einer maximalen Meßzeit von 1,25sec werden bei beat to beat -Berechnungen die Flußgeschwindigkeiten und somit auch -Volumina ab einer Herzfrequenz unter 48/min regelmäßig überschätzt. Derart niedrige Herzfrequenzen können bei niereninsuffizienten Patienten mit Hypertonie und hochdosierter ß-Blocker-Behandlung gelegentlich beobachtet werden.

2. in vitro Untersuchung

Der zur Überprüfung der Meßgenauigkeit des Duplex-Gerätes durchgeführte Wasserbadversuch zeigte, wie bei niedrigen Flußraten (<700ml/min) um durchschnittlich 11,4% zu hoch und bei höheren (>700ml/min) um durchschnittlich 9,7% zu niedrig gemessen wurde (Abb.5 und 6). Zwar kann der Versuch nicht die tatsächlichen in vivo-Verhältnisse wiedergeben, zeigt jedoch, daß hier eine Korrektur notwendig wäre und sich eine Eichung vor der klinischen Anwendung des Duplex-Gerätes empfiehlt. Abb.5 zeigt die Eichkurve des verwendeten Duplex-Gerätes. Darauf haben auch Kurz et al (1985) hingewiesen, die für mehrere Duplex-Geräte ähnliche Eichkurven berechneten, um damit den Einfluß verschiedener Hochpaßfilter auf die Meßgenauigkeit zu überprüfen. An zwei Geräten gleichen Fabrikats zeigten sie weiterhin, daß die erhaltenen Meßwerte unter vergleichbaren Versuchsbedingungen variierten.

3. in vivo Untersuchung

Die in 35 Cimino-Fisteln gefundenen und errechneten mittleren Blutflüsse stimmen mit 964 ± 1685ml/min etwa mit den Ergebnissen der Literatur überein. Die hohe Standardabweichung erklärt sich aus der großen individuellen Streubreite der Einzelmeßwerte. Bergamnn jun. et al (1982) erhielten bei 12 Patienten einen Mittelwert von 912 ± 234ml/min; Bouthier et al (1983) bei 18 Patienten 728 ± 53ml/min und Rodriguez et al (1984) errechneten in 40 Cimino-Fisteln einen durchschnittlichen Blutfluß von 797 ± 588ml/min. Rodriguez benutzte dabei ein Doppler-Ultraschallgerät und Bergmann jun. das Duplex-Verfahren, während Bouthier einen Puls-Doppler mit einem EKG-Gerät synchronisierte, um mit Hilfe der QRS-Intervalle den Gefäßquerschnitt bestimmen zu können.

Bei 22 Patienten, bei denen der Fistelfluß durch Bestimmung zweier Querdurchmesser errechnet wurde, stieg der ermittelte Wert von 614ml/min auf 867ml/min nach der Korrektur (Abb.11 und Tab.5). Die Einführung eines Korrekturfaktors zur Optimierung der Meßergebnisse ist wegen der völlig verschiedenen individuellen Querdurchmesser nicht möglich.

Die bisher übliche Annahme eines kreisrunden Querschnitts traf bei keinem der zusätzlich untersuchten Patienten zu. Daher sollte für eine möglichst korrekte Blutflußmessung in arteriovenösen Fisteln eine zusätzliche Querschnittsbestimmung vorgenommen werden. Da die meisten Patienten kurz nach der Hämodialyse untersucht wurden, bei der es häufig auch zu einer Dehydrierung kommt, sind die stark querovalen Durchmesser möglicherweise auf den Untersuchungszeitpunkt, unmittelbar nach der Dialyse, zu beziehen. Die zusätzliche Querschnittsbestimmung muß wegen der, im Verlauf der Fisteln, mitunter stark variierenden Kaliberschwankungen an der gleichen Stelle durchgeführt werden, an der auch die Duplex-Messung erfolgte. Optimal wäre dabei, wenn die Möglichkeit zur Querschnittsbestimmung mit dem Duplex-Gerät selbst gegeben wäre. Die Annahme eines kreisrunden Gefäßquerschnittes führte bei 21 der 22 zusätzlich

untersuchten Cimino-Fisteln zu falsch niedrigen Blutflüssen (Abb.11). Ein ausreichender Fluß in den Fisteln ist für deren Funktionstüchtigkeit ein wichtiger Faktor (Elfström 1981), führt jedoch bei zu hohen Stromzeitvolumina zu klinisch relevanten Komplikationen, wie Unterversorgung der Exträmität distal des Shunts infolge der erhöhten Sogwirkung der Fistel (steal-Effekt). Gefährdet sind dadurch vor allem Diabetiker mit Angiopathien. Schließlich kann es, insbesondere bei vorgeschädigtem Herzen, durch die erhöhte Volumenbelastung zur Herzinsuffizienz kommen. Auch begünstigt ein zu großer Volumenfluß Intimaproliferationen und führt mit der Zeit zu Stenosierungen der Fistel (Krönung 1984). Bei 5 der 35 untersuchten Patienten mit einem Volumenfluß >2000ml/min (nach Querschnittskorrektur) war eine durch die Volumenbelastung mitbedingte Herzinsuffizienz anzunehmen (siehe Abb.16). In 2 Fällen (>4000ml/min) war der Zusammen-

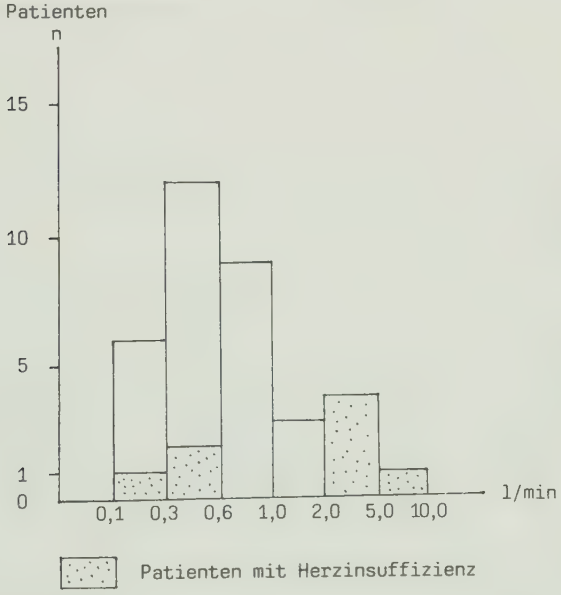

Abb. 16 Ergebnisse der in 35 Cimino-Fisteln gemessenen Blutflußvolumina

Enthalten sind 13 nicht korrigierte Werte

hang erwiesen und die Herzinsuffizienz wurde, wie im Falle der Patientin E.L., ausschließlich durch die erhöhte Volumenbelastung ausgelöst. Unter den übrigen Patienten fanden sich dagegen nur 3 mit den klinischen Zeichen einer Herzinsuffizienz. Bei Stromzeitvolumina <2000ml/min war diese nicht auf die Volumenbelastung, sondern auf die myokardiale Vorschädigung zurückzuführen.

Eine Beziehung zwischen dem Fisteldurchmesser und der Flußgeschwindigkeit konnte im Gegensatz zu der Studie von Bouthier et al (1983), die eine negative Korrelation von r=0,57 ergab, nicht festgestellt werden. Aber erwartungsgemäß fand sich eine positive Korrelation von r=0,835 zwischen dem Fisteldurchmesser und dem Blutfluß der Fistel (Abb.9), da der Fisteldurchmesser ein Faktor bei der Errechnung des Stromzeitvolumens darstellt. Da jedoch keine Korrelation zwischen Blutflußgeschwindigkeit und Fisteldurchmesser besteht, ist es unmöglich, eine näherungsweise gültige Formel zur Schätzung des Stromzeitvolumens in Cimino-Fisteln zu entwickeln.
Wie bei Forsberg et al (1980) wurde in dieser Studie auch keine Beziehung zwischen dem Alter der Fistel und dem Blutfluß festgestellt, wie sie Bouthier et al (1983) mit r=0,62 erhalten hatten. Fisteln älter als 30 Monate hatten dort einen um 40% niedrigeren Fluß als jüngere.

19 Patienten wurden zusätzlich von einem zweiten Untersucher gemessen. Die mittlere Abweichung betrug ± 8,3% (Abb.10) und als Maß für die Interobserver-Varianz fand sich bei Meßwerten zwischen 171ml/min und 1910ml/min eine mittlere Streuung der Meßwerte von 38,4 ± 40,9ml/min. Die Patienten 19 und 31 (Tab.4) wurden offensichtlich an verschiedenen Stellen der Fistel untersucht, da in diesen beiden Fällen die Durchmesser- und Geschwindigkeitsbestimmung bei beiden Untersuchern erheblich voneinander abweicht, die Stromzeitvolumenbestimmung aber praktisch übereinstimmt. Dies spricht zusätzlich für eine hohe Validität der gemessenen Werte. In der mittleren Abweichung von ± 8,3% drücken sich vor allem die Fehler in der Durchmesser- und Winkelbestimmung

aus. Nur in einem Fall lag die Abweichung bei 30%. Das Ergebnis belegt die gute Reproduzierbarkeit und Brauchbarkeit des Verfahrens.

Je nach klinischer Situation und Fragestellung sind die eingangs erwähnten Untersuchungsmethoden zur Beurteilung der Fistelfunktion und Volumenflußmessung in Cimino-Fisteln nach wie vor unverzichtbar. So können mit der Angiographie am übersichtlichsten die Gefäßverläufe dargestellt werden, und die elektromagnetische Flußmessung hat sich als intraoperatives Verfahren bisher als die geeignetste Methode bewährt, obwohl inzwischen auch hier das Duplex-Verfahren angewendet wird. Diese Verfahren, wie auch die Verdünnungsmethode und Densitometrie haben jedoch den Nachteil, recht aufwendig zu sein und sind damit nicht jederzeit wiederholbar; vor allem wenn bei den Untersuchungsmethoden Kontrastmittel verwendet werden. Das Duplex-Verfahren dagegen ist noninvasiv und schmerzfrei, erfordert keine Kontrastmittel und verfälscht die Ergebnisse nicht, da für den Patienten die streßbedingten hämodynamischen Faktoren fortfallen. Das Verfahren ist an Cimino-Fisteln relativ rasch erlernbar und kann, da das Gerät kompakt und leicht transportabel ist, am Bett des Patienten durchgeführt werden. Man erhält Informationen über das Stromzeitvolumen und kann gleichzeitig die Gefäßmorphologie beurteilen, eventuell vorhandene Stenosen lokalisieren und Aussagen über das Flußspektrum machen. Damit ist die Möglichkeit gegeben, die Funktionsfähigkeit der Fistel ständig zu überprüfen, was für die Qualität der lebenserhaltenden Hämodialyse von großer Bedeutung ist. Von besonderer Bedeutung ist es, das Ausmaß der Volumenbelastung bei Patienten mit Herzinsuffizienz einzuschätzen.

VIII. Zusammenfassung

An 35 Dialyse-Patienten wurden mit der Duplex-Technik die Blutflüsse im venösen Schenkel der Cimino-Fisteln bestimmt. Als wichtigste Meßfehler waren die Bestimmung des Dopplerwinkels (zwischen Dopplerstrahl und Gefäßachse), insbesondere bei geschlängeltem Verlauf, und die Berechnung des Gefäßquerschnitts, welcher meist queroval war, erkennbar. Bei 22 Patienten wurden zusätzliche Querschnittsmessungen durchgeführt. Mit einer in vitro Untersuchung wurde das Duplex-Verfahren auf seine Brauchbarkeit hin überprüft. Dabei fand sich eine enge Korrelation (r=0,994) zwischen den vorgegebenen und den gemessenen Stromzeitvolumina. Die bei 19 Pateinten von einem zweiten Untersucher ermittelten Meßergebnisse stimmen in 16 von 19 Fällen gut überein. Bei Meßwerten zwischen 171 und 1910ml/min fand sich eine mittlere Streuung der Meßwerte von 38,4 ± 40,9 ml/min als Maß für die Interobserver-Varianz.

Die Studie hat gezeigt, daß das Verfahren bei sorgfältiger Anwendung in der Lage ist, reproduzierbare und klinisch verwertbare Daten über das Fistelvolumen in Cimino-Shunts zu liefern. Der klinische Wert des Verfahrens liegt darin, daß der Beitrag der Volumenbelastung bei Entwicklung einer Herzinsuffizienz, insbesondere bei den oft myokardial vorgeschädigten Patienten, abgeschätzt werden kann.
Wenngleich die Duplex-Sonographie bereits klinisch brauchbare Ergebnisse liefern kann, ist dennoch eine Optimierung der Meßmethode erforderlich. Voraussetzung für ihre Anwendung sind gute Kenntnisse der Methode und der möglichen Fehlerquellen.

IX. Literatur

(1) Anderson CB; Etheredge EE; Harter HR: Local blood flow charakteristics of arteriovenous fistulas in the forearms for dialysis. Surg Gynecol Obstet 1977; 144:531

(2) Barnes RW: Noninvasive assessment of arteriovenous fistula. Angiologie 1978; 29:691-704

(3) Bergmann H Jr; Bruecke P; Gross C: Nichtinvasive Flowmessung bei Cimino-Shunts mittels Ultraschall. Wien Med Wochenschr. 1982; 132:245-7

(4) Bergrem H; Flatmark A; Simonsen S: Dialysis fistulas an cardiac failure. Acta Med Scand 1978; 204:191-3

(5) Bernstein EF; Murphy Jr AE; Shea MA; Housman LB: Experimental and clinical experience with transcutaneous Doppler ultrasonic flowmeters. Arch Surg 1970; 101:21

(6) Bouthier JD; Levenson JA; Simon AC; Bariety JM; Bourquelot PE; Safar ME: A noninvasive determination of fistula blood flow in dialysis patients. Artif Organs 1983; 7:404-9

(7) Breza J; Rezníček J; Zvara V: The use of Doppler ultrasound flowmetry for monitoring the blood flow through av-fistula for haemodialysis Proceedings of XVII. Congr. EDTA 10.-13.6.1980 Praha.

(8) Casty M; Brunner R; Züricher S; Binswanger U: Flußmessung zur Quantifizierung arterio-venöser Shunts. In: A.Kriessmann und A.Bollinger: Ultraschall-Doppler-Diagnostik in der Angiologie. Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1980; 176-9

(9) Eik-Nes SH; Maršál K; Kristoffersen K; Vernersson E: Noninvasive Messung des fetalen Blutstromes mittels Ultraschall. Ultraschall 1981; 2:226-31

(10) Elfström J; Thomsen M: The prognostic value of blood flow measurements during construction of arteriovenous fistulae. Scand J Urol Nephrol 1981; 15:323

(11) Fisher DC; Sahn DJ; Friedmann MJ; Larson D; Valdes-Cruz LM; Horowitz S; Goldberg SJ; Allen HD: The effect of variations on Pulsed Doppler sampling site on calculation of cardiac output: an experimental study in open-chest dogs. Circulation 1983; 67:370-6

(12) Forsberg L; Holmin T; Lindstedt E: Quantitative Doppler and ultrasound measurements in surgically performed arteriovenous fistulas of the arm. Acta Radiol (Diagn) (Stockh) 1980; 21:769-72

(13) Forsberg L; Tylen U; Olin T; Lindstedt E: Quantitative flow estimations of arteriovenous fistulas with Doppler and dye-dilution techniques. Acta Radiol (Diagn)(Stockh) 1980; 21:465-8

(14) Franklin DL; Schlegel WA; Rushmer RR: Bloodflow measured by Doppler frequency shift of blackscattered ultrasound. Science 1961; 134:364

(15) Fraser CB; Light LH; Shinebourne EA; Buchthal A; Healy MJ; Beardshaw JA: Transcutaneous aortovelography: reproducibility in adults and Children. Eur J Cardiol 1976; 4:181-9

(16) Fronek A; Coel M; Bernstein EF: Quantitative ultrasonographic studies of lower extremity flow velocities in health and disease. Circulation 1976; 53:957-60

(17) Ghezzi PM; Dutto A; Lupo F; Novara P; Rovere A; Valle G; Cento G; Grivet V: Echotomographie in arteriovenous fistulae. Proc Eur Dial Transplant Assoc 1983; 19:238-42

(18) Göthlin J; Lindstedt E; Olin T: A dye dilution method for the determination of blood flow in Cimino Brescia arteriovenous fistulae. Invest Urol 1977; 15:167-8

(19) Graf HP; Klosa W; Kurz CS; Schillinger H: Der Einfluß des "alaising"-Effektes und des "Filters" auf die quantitative Bestimmung der mittleren Flußgeschwindigkeit und des Flußvolumens pro Zeiteinheit bei der gepulsten Ultraschall-Doppler-Methode. Ultraschall 1985; 6:237-44

(20) Heynemann H; Streich U; Schnabel J; Scharf R; Cobet U: Ultraschall-Doppler-Untersuchungen an arterio-venösen Fisteln bei Patienten im chronischen Hämodialyseprogramm. Z Ärztl Fortbild (Jena) 1983; 7:404-9

(21) Jost O; Rüthland D; Müller RP; Schönleben K: Arteriovenöse Fisteln zur Hämodialyse. Deutsches Ärzteblatt 1984; 49:3655-9

(22) Karnahl HM; Konner K; Hoeffken W: Transvenous serial xeroradiographie. Diagnostic Imaging 1982; 51:57

(23) Krönung G: Neue Gesichtspunkte zur Cimino-Fistel. Dialyse-Journal 1984; 9:11-5

(24) Kurz CS; Klosa W; Graf HP; Schillinger H: Ultraschall-Doppler-Verfahren zur nichtinvasiven Bestimmung fetaler Blutfluß-volumina. Ultraschall 1985; 6:90-6

(25) Rodriguez Moran M; Almazan Enriquez A; Ramos Boyero M; Rodriguez Rodriguez JM; Alonso AG: Hand exercise effekt in maturation and blood flow of dialysis arteriovenous fistulas ultrasound study. Angiology 1984; 35:641-4

(26) Rodriguez M; Boyero MR; Rodriguez Rodriguez JM; Enriquez AA; Idoyaga FC; Alonso AG: Ultrasonic blood flow measurements in arteriovenous fistulas: an experimental study: Clinical Nephrology 1985; 24:76-8

(27) Rushmer RF; Baker DW; Stegall HF: Blood flow measured by Doppler frequency shift or back-scattered ultrasound. Science 1961; 134:564

(28) Stegall HF; Rushmer RF; Baker DW: A transcutaneous ultrasonic blood-velocity meter. J appl Physiol 1966; 21:707

(29) Stephenson HE Jr; Lichti: Application of the Doppler ultrasonic flowmeter in the surgical treatment of arterio-venous fistel. The American Surgeon 1971; 37:537-8

(30) Strandness DE Jr; Mc Cutcheon EP; Rusmer RF: Application of a transcutaneous Doppler flowmeter in evaluation of occlusive arterial disease. Surg Gynec Obstet 1966; 122:1939

(31) Thomas PA Jr: Noninvasive ultrasonic estimation of brachial artery blood flow. JCU 1977; 5:72-9

(32) Tordoir JH; van Baalen JM; Haeck LB: Doppler ultrasound diagnosis of complications of polytetrafluoroethylene (PTFE) graft shunts. Neth J Surg 1985; 36:42-4

(33) Warnking R; Teague MJ: Nicht-invasive Bestimmung des fetalen Blutflußvolumens. Ultraschall 1981; 2:232-4

Herrn Prof. Dr. G.Rettenmaier danke ich sehr herzlich für die freundliche Überlassung des Themas.

Herrn Dr. K.Seitz bin ich für die großzügige Unterstützung bei der Durchführung der Arbeit sehr zu Dank verpflichtet.
Herrn Dr. H.Schneider aus dem Katharinenhospital Stuttgart gilt mein besonderer Dank für die Überlassung der Patienten und Herrn Dr. E.Bärlin danke ich für die konstruktiven Anregungen zu dieser Arbeit.

Lebenslauf:

Detlef Friedewald

30.3.1952	in Berlin geboren als Sohn von Helga Friedewald, geb. Liese, und Horst Friedewald
1959	Einschulung in die Grundschule in Berlin-Spandau
1967	Landwirtschaftliche und kaufmännische Lehre
1971	Besuch der Abendrealschule Carl-Zuckmayer in Berlin-Neukölln
1972	Besuch des Peter-A.-Silbermann-Abendgymnasium in Berlin-Wilmersdorf
1975	Reifezeugnis
1976	Beginn des Studiums der Humanmedizin an der Freien Universität Berlin
1979	Physikum
1980	1. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
1983	2. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
6.6.1984	3. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung